



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ZIRCONIA COMO MATERIAL RESTAURADOR EN
DIENTES ANTERIORES Y POSTERIORES**

T E S I S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

LISBETH CASTAÑEDA SANTIBAÑEZ

**DIRECTOR: C.D. JUAN ALBERTO SÁMANO MALDONADO
ASESORA: MTRA. MARÍA CRISTINA SIFUENTES
VALENZUELA**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*El primer agradecimiento es a Dios
por permitirme llegar a este momento
tan especial en mi vida,
y poderme guiar en los momentos más difíciles.*

*De igual manera quiero agradecer
a mis padres por su apoyo, cariño
y paciencia que me brindaron en el transcurso
de mi formación profesional
e impulsarme a ser lo que soy.*

*A mi hermana Fabiola, por su apoyo incondicional,
por los consejos que me brindo
a lo largo de la carrera como
perseverancia, constancia y tenacidad,
así como escucharme en cada momento en que lo necesitaba
y compartir momentos de alegría y felicidad .
"Muchas gracias "T. Q. M.*

*A la Universidad Nacional Autónoma de México
por brindarme el conocimiento, y darme un criterio,
a cada uno de mis profesores
que contribuyeron con mi formación académica
y darme la oportunidad de crecer como profesionista*

*A todos mis amigos que han estado
siempre conmigo , y nunca han dejado de creer en mi.*

*Y finalmente a a la Dra. Cristina Silfuentes, Juan Carlos Flores
Dr. Juan Alberto Samano y Dr. Edgar Grageda por
creer en mí para lograr este objetivo
y su apoyo recibido para la realización de esta tesina.*

INDICE:

INTRODUCCION	5
Propósito	7
Objetivo General	7
Objetivo Específico	7

CAPITULO I

1. Porcelana	8
1.1 Antecedentes históricos	8
1.2 Generalidades	14
1.2.1 Definición	14
1.2.2. Estructura	14
1.2.3. Características	15
1.2.4. Propiedades Estéticas	16
1.2.5 Desventajas	16
1.2.6 Clasificación	17

CAPITULO II

2. Zirconia	18
2.1 Definición	18
2.2 Características micro estructurales	20
2.3 Propiedades Mecánicas	25
2.4 Ventajas	26
2.5 Desventajas	27
2.6. Tipos de zirconia	28
2.7 Indicaciones	29
2.8 Contraindicaciones	31
2.9 Biocompatibilidad	32

CAPITULO III

3. Proceso de fabricación (Sistema Zirkon Zahn)	35
3.1 Elementos del sistema	36
3.1.1 Bloques de zirconia	36
3.1.2 Unidad fresadora	36
3.1.3. Aspirador	37
3.1.4. Colores Superficiales (stains)	38
3.1.5 Abrasivos	38
3.1.6. Horno de Sinterización	39
3.1.7 Lámpara de secado	40
3.1.8 Lámpara de foto polimerización	40
3.2. Fabricación	41
3.3. Recubrimiento blindaje	48
3.3.1. Material de revestimiento Zirkon ICE – Ceramic.	49
3.3.2. Material de revestimiento Triceram.	50

CAPITULO IV

4. Preparación de cavidades	52
4.1 Preparación para carillas	53
4.2 Preparación para incrustaciones (inlay, onlay)	55
4.3 Preparación para coronas totales	57

CAPITULO V

5. Sistema de cementado	59
5.1 Sistema convencional	60
5.2. Sistemas adhesivos	61
5.2.1 Cementos de resina autograbables y autoadhesivos	62
5.3. Ajuste y pulido	67
CONCLUSIONES	69
REFERENCIAS	71

INTRODUCCION

Actualmente, la estética juega un papel importante en la vida cotidiana, es por esto que la Odontología se ve obligada a crear más e innovadores sistemas estéticos debido a la gran exigencia del paciente, teniendo como prioridad incrementar el valor estético-funcional en rehabilitaciones bucales.

Desde la aparición de las primeras restauraciones los esfuerzos de los profesionales dentales y técnicos de laboratorio han ido encaminados a perfeccionar las condiciones de resistencia, ajuste marginal, estética y biocompatibilidad de las restauraciones, con el fin de aumentar su durabilidad.

De todos los materiales estéticos conocidos en la actualidad, la cerámica dental es el mejor material con que dispone la Odontología, se considera como un material ideal debido a sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir a la abrasión, además de poseer gran estabilidad en el medio bucal, biocompatibilidad elevada y aspecto natural en cuanto translucidez, brillo y fluorescencia, la feldespática es la más usada dentro de estas, pero debido a su resistencia a la flexión (60 a 70 MPa) por debajo de la requerida para resistir a las fuerzas de la masticación, es necesario una subestructura metálica para su refuerzo tanto en coronas como en puentes.

Desafortunadamente, dado que el metal limita la transmisión de la luz y disminuye la reproducción de la profundidad de color y vitalidad del diente natural que puede obtenerse con la cerámica dental. La investigación se ha

dirigido cada vez más hacia la utilización de materiales cerámicos sin estructura metálica.

La cercanía de nuevos materiales cerámicos con mejores propiedades, el desarrollo tecnológico de sistemas de procesado CAD-CAM y los medios de adhesión y cementado actuales abre la puerta a un futuro próximo de mejores resultados tanto estéticos como mecánicos, mediante restauraciones cerámicas con elevada resistencia.

La planeación de tratamiento para cualquier material de restauración involucra una cuidadosa consideración de varios criterios importantes que incluyen fuerzas físicas y químicas. Por consiguiente, los clínicos deben poseer una comprensión básica de los elementos estructurales de un material y sus propiedades concomitantes físicas. Con este conocimiento y una idea de las fuerzas a las que se sujetará, se puede predecir el desempeño de un material con gran exactitud. A diferencia de varios sistemas completamente de cerámica alternos, las propiedades mecánicas de una cerámica de Zirconia parecen ser adecuadas para las restauraciones posteriores, tanto de una corona posterior como de una prótesis de tres unidades.

La cerámica de Zirconia representa una nueva clase de materiales estructurales avanzados. Su empleo potencial en usos estructurales primero fue observado a mediados de los años setenta. El sistema de cerámica de Zirconia es una nueva opción para la Odontología debido a que provee una resistencia a la fractura por flexión y una tenacidad de roturas mayores, por lo que resultan aptas para la confección de estructuras de coronas y puentes en cerámicas.

Por lo tanto debido a la responsabilidad práctica y ética como profesionales de la salud buco-dental, cuando es conveniente el empleo de los materiales restaurativos totalmente estéticos, consideramos pertinente llevar a cabo un estudio profundo respecto a los resultados obtenidos con la Zirconia en cuanto a las ventajas estéticas y funcionales que representa para nuestros pacientes.

Por lo anterior nuestro propósito es:

- Aportar conocimientos al profesional de la salud bucal sobre el sistema Zirkon Zahn como una alternativa eficaz, fiable y predecible para la restauración funcional y estética.

Objetivo general:

- Conocer las ventajas y desventajas que nos ofrece el Sistema Zirkon Zahn así como los procedimientos clínicos, de Laboratorio y de Cementación para poder aplicarlo en la clínica.

Objetivos específicos:

- Conocer el Sistema Zirkon Zahn

CAPITULO I

1. Porcelana

1.1 Antecedentes históricos

Durante la Edad de Piedra, hace más de 10.000 años las porcelanas eran consideradas materiales importantes debido a que los artesanos usaban rocas que podían ser talladas para obtener herramientas y objetos mediante un proceso, en el cual se eliminaban las lascas de la superficie de la piedra dura, de grano fino o de rocas amorfas, incluidas sílex, pedernal, esquisto endurecido, lava obsidiana, cuarzo y caliza convertida en sílice por lo que esa importancia dentro de las sociedades humanas se ha mantenido desde entonces. Aproximadamente en el año 700 a.c., los Etruscos hacían dientes de mármol y hueso que colocaban sobre estructuras de oro. Durante muchos años se usaron tanto el hueso de animales como el mármol de los colmillos de los hipopótamos o elefantes. Más tarde, se emplearon los dientes humanos de personas pobres que los vendían o de los cadáveres, aunque esta opción disgustaba a los dentistas de la época.¹

La introducción en la década de 1960 de coronas de porcelana unidas con metal ha permitido a los dentistas construir amplias y estéticas prótesis fijas.²

Aunque a partir de 1717 los secretos de fabricación de la porcelana china fueron revelados a los europeos por los misioneros jesuitas provenientes de Oriente las primeras aplicaciones dentales fueron debidas a la asociación de un farmacéutico parisino Duchateau y un cirujano dentista Nicolas Dubois de Chemont quienes confeccionaron un juego de prótesis.³

Durante los primeros años del siglo XIX, un invento de Giuseppangelo Fonzi (1768-1840) hizo posible las prótesis modernas. Más tarde en 1808 Fonzi presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas”, creó modelos en los que construía un clavo de platino debajo de cada diente y éste después se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis.

En Inglaterra Claudius Ash, un orfebre que empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; fue ampliamente aceptado para uso en puentes y también en prótesis completas.

En 1839 John Murphy desarrollo en Londres la técnica de la lámina de platino, la cual permitió la realización de la incrustación de la porcelana⁶. Después en 1851, John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de encía continua, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía. Los dientes individuales de porcelana fueron introducidos en América en 1817 por un dentista inmigrante francés. Antoine Plantou. Samuel W. Stockton, joyero de Filadelfia, fue el primero en fabricar dientes de porcelana en grandes cantidades (1843).

En 1880, el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, hizo lo mismo con una corona construida enteramente de porcelana.

Charles Henry Land, dentista de Detroit diseñó y patentó, en 1888 un método en hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino.

Con la invención en 1894 del horno eléctrico y en 1898 de la porcelana de bajo punto de fusión, Land finalmente fue capaz de hacer una aportación fundamental al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino.

Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo la corona de porcelana en la profesión.² Estas coronas tenían una estética excelente pero una resistencia a la flexión baja, lo que daba fracaso en bastantes ocasiones.¹ A partir de ello, las investigaciones se han dirigido en su mayoría a la búsqueda de mejorar el proceso de producción, para disminuir los graves problemas que presentaban durante la cocción estos materiales, buscando aumentar la resistencia, disminuir la porosidad, esto es pretendían perfeccionar la técnica o elaboración. Así, un gran impulso fue posible con la presentación en 1930 por Carder de un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio. En estas vitrocerámicas se produce el principio de la dispersión con el cual se consiguen cristales mediante el proceso cerámico en la matriz de vidrio que conducen a un aumento de la solidez estructural. Unos años más tarde, en 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y sus colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío lo que redujo considerablemente la porosidad.

La primera porcelana comercial fue desarrollada por Vita, Zahnfabrik alrededor de 1963. Sin embargo, la aportación más sobresaliente no se produjo sino hasta 1965 en que Malean y Hugues dieron a conocer una mejora significativa en la resistencia a la fractura de las coronas de porcelana

cuando se usaba un núcleo cerámico de aluminio consistente en una matriz de vidrio.

Años más tarde, en 1983, se produjo un nuevo hito con la introducción del sistema Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, que permitió aumentar las indicaciones en las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores. En este sistema el porcentaje de alúmina en el núcleo era mayor y con un proceso de elaboración sumamente compleja, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción el núcleo. Adair y Grossman en 1984 demostraron mejorías en todos los sistemas cerámicos a partir de la cristalización controlada del cristal (Dicor). Dicho cristal era fundido y colado dentro de un molde refractario, y cristalizado después para formar un cristal-cerámico.

Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo, la resistencia para dientes posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema in-Ceram. Este sistema se basa en la realización de coronas mediante un núcleo de alúmina presintetizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio

A principios de la década de 1990 se introdujo un cristal – cerámico comprimido (IPS Empress) que contenía acreedor del 34 % de su volumen en leucita mostraba una adaptación marginal y una resistencia similar a las vitro cerámicas Dicor.

En 1992 se comercializó Duceram LFC (porcelana de baja fusión) como una porcelana de fusión ultrabaja.

En 1993 se da un importante paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera /All Ceram.

En 1997 Brodbeck encontró que las fracturas habían sido la principal razón para las fallas de sistemas cerámicos debido principalmente a la fragilidad de la porcelana, en este mismo año el sistema IPS Empress (Ivoclar William Amherts, NY) surge como una alternativa restauradora que utiliza vidrio cerámico reforzado a presión utilizando los sistemas libres de metal con tintes artificiales combinando la dureza con la estética de manera muy cercana a los dientes naturales.³

En 1998 se introduce una vitrocerámica comprimida con una mayor resistencia a la fractura (IPS Empress 2) que contenía aproximadamente un 70% de su volumen en cristales de silicato de litio. Este producto podía usarse para restauraciones fijas de tres unidades hasta el segundo premolar.¹

Segal en el año 2000 recomienda que las restauraciones de porcelana sin metal deban estar acompañadas por instrucciones específicas y educación al paciente para un buen funcionamiento. Así mismo Sevuck y Cols en 2002 establecen que la biocompatibilidad, el entendimiento de las demandas estéticas del paciente y la confianza sobre la resistencia del material seleccionado, son partes integrales para el éxito. Uno de los factores críticos para el éxito de este tipo de tratamientos es el proceso de cementación. Al respecto, Wassell y cols en 2002 refieren que se requiere de mucho cuidado en etapas previas, ya que una vez cementada la restauración no hay posibilidad de modificaciones o repetición.

Shimada y Cols, arenaron, grabaron con ácido fluorhídrico, utilizaron adhesivo, y cemento de curado dual, colocando silano en unas restauraciones y en otras no y encontraron que el uso del silano aumentaba la fuerza de adhesión. Igualmente Moring en 2003, después de una observación durante 8 años de experiencia clínica con restauraciones completamente de porcelana concluye que se pueden lograr restauraciones muy parecidas a la dentición natural con la debida precaución y selección adecuada del caso.³

Poco después de que se introdujo la IPS Empress 2, se desarrollaron porcelanas con mayor resistencia a la fractura, más fuertes y duras, incluidas Procera All Ceram , una porcelana con un núcleo de aluminio sinterizado, molido y prensado en seco; Alumina In Ceram, porcelana de núcleo de aluminio con cristal infiltrado; In Ceram Zirconia , porcelana con núcleo de aluminio y Zirconia con cristal infiltrado; Lava con un núcleo de lingotes de zirconio total o parcialmente sinterizado formado por un proceso CAD - CAM (por escaneado de troqueles sin necesidad de un patrón de cera) y Cercon, u porcelana de Zirconia presintetizada que es moldeado a un tamaño mayor en el estado verde, basado en el escaneado de patrón de cera.¹

Actualmente existen modernos sistemas cerámicos que ofrecen una alta calidad estética, biocompatibilidad y función. Permiten un amplio rango de indicaciones y su uso en regiones posteriores a lo que se debe sumar que con los recientes avances en tecnologías adhesivas, los materiales restauradores logran favorecer las condiciones estéticas del paciente.

1.2 Generalidades:

1.2.1 Definición

Las porcelanas dentales son estructuras no metálicas, inorgánicas y que contienen principalmente compuestos de oxígeno con uno o más elementos metálicos o semimetálicos (aluminio, calcio, litio, magnesio, fósforo, potasio, silicio, sodio, titanio y zirconio) ¹

Los cristales de cerámica como la alúmina (Al_2O_3) y el cuarzo (SiO_2) están suspendidos en una matriz vítrea no cristalina (amorfa) que contienen pigmentos que le dan color. ⁴

1.2.2 Estructura:

La estructura se caracteriza por un tetraedro de Si-O en el que un catión Si^{4+} se ubica en el centro de un tetraedro con aniones O^- en cada una de las cuatro esquinas, la unión de las celdas consiste en átomos de carbono, cada uno de los cuales comparte un electrón con cada uno de los cuatro átomos de carbono adyacentes. Esta estructura está unida por unas fuerzas covalentes resistentes, esto nos da: un módulo elástico alto, una gran estabilidad de temperatura en un ambiente libre de oxígeno (a partir de $3.700^{\circ}C$) y la mayor dureza de cualquier material natural.

1.2.3 Características:

- Son más resistentes a la corrosión que los plásticos.
- No reaccionan con la mayoría de los líquidos, gases álcalis y ácidos.
- Pueden permanecer estables durante largos períodos de tiempo.
- Buena resistencia a la flexión y a la fractura.
- Resistencia al desgaste
- Dificulta la acumulación de placa.
- Naturaleza refractaria.
- Alta dureza.
- Radiopacidad.
- Químicamente inerte, esto asegura que la superficie de la restauración dental no libera elementos dañinos y reduce el riesgo de la asperización de la superficie y la posibilidad de adherencia bacteriana con el tiempo
-
- Capacidad para combinar e imitar la apariencia de los dientes naturales.
- Capacidad de aislamiento (baja conductividad térmica, difusión térmica y conductividad eléctrica.)^{1,7.}

1.2.4 Propiedades Estéticas:

- Translucidez
- Transmisión de la luz
- Biocompatibilidad ⁵

1.2.5 Desventajas:

- Debilidad inherente que se debe a la presencia de micro grietas, y a su capacidad de extenderse rápidamente a partir de las superficies internas o externas de restauraciones sometidas a tensión por lo que puede conducirse a una desintegración catastrófica. ⁴ La prevención de estas fracturas se consigue adhiriendo la porcelana a sustratos metálicos fuertes y rígidos o añadiendo cristales de cerámica que interfieran en el movimiento del micro grietas y que refuerzan así la porcelana.
 - Baja resistencia a la tracción
 - Porcentaje de elongación cero ¹

1.2.6 Clasificación:

Existen muchos tipos de porcelanas dentales: las porcelanas de núcleo, de recubrimiento marginal, de dentina opaca (también de cuerpo o gingival) de dentina, de esmalte (incisal) cerámicas coloreadas, glaseadas y de adición. Estos grupos pueden clasificarse de varias formas de acuerdo a su:

- 1) Uso o indicaciones (anterior, posterior, coronas, facetas, postes y núcleos, PPE; cerámica coloreada y cerámica glaseada).
- 2) Composición (de aluminio puro, de zirconio puro, cristal de sílice, vitro cerámica a partir de leucita o de litio)
- 3) Método de fabricación (sinterizado, sinterizado parcial, por infiltración de vidrio, CAD.CAM y duplicado mediante fresadora copiadora)
- 4) Temperatura de horneado: alta fusión de 1.290 a 1.370° C (de 2.350 a 2.500°F), fusión media de 1.090 a 1.260°C (de 2.000 a 2.300°F), baja fusión de (870 a 1.065 °C de 1.600 a 1.950°F), Ultra baja Fusión (- 850°C.).
- 5) Micro estructura (feldespática, vítrea, cristalina, de vidrio con cristal)
- 6) Traslucidez (opacas, translúcidas y transparentes)
- 7) Resistencia a la fractura
- 8) Abrasividad¹

CAPITULO II

2. Zirconia

2.1 Definición

El dióxido de zirconio (ZrO_2) conocido a veces como Zirconia es un óxido cristalino blanco, químicamente estable con destacada biocompatibilidad, alta resistencia y cualidades estéticas únicas.^{8,9,10,11}

Composición química: $ZrO_2 + 3 \text{ mol\% } Y_2O_3$



Fig.1. Zirconia

En épocas antiguas la Zirconia era considerada como una joya El nombre del metal, zirconio, viene del Zargon árabe (de oro en color) que alternadamente viene de las dos palabras persas Zar (oro) y Gun (color)⁹

El zirkon fue encontrado en rocas volcánicas. La mayoría es extraída de Australia; EU, India y el Sur de África. El dióxido del zirconio (ZrO_2), fue identificado como tal en 1789 por el químico alemán Martín Heinrich Klaproth como producto de una reacción obtenida después de calentar algunas gemas, y se ha utilizado durante mucho tiempo como una mezcla de óxidos de la tierra rara usada como pigmento para la cerámica. La buena estabilidad tanto química como dimensional y resistencia a la fractura, son las principales razones para la utilización de éste como material cerámico.⁸

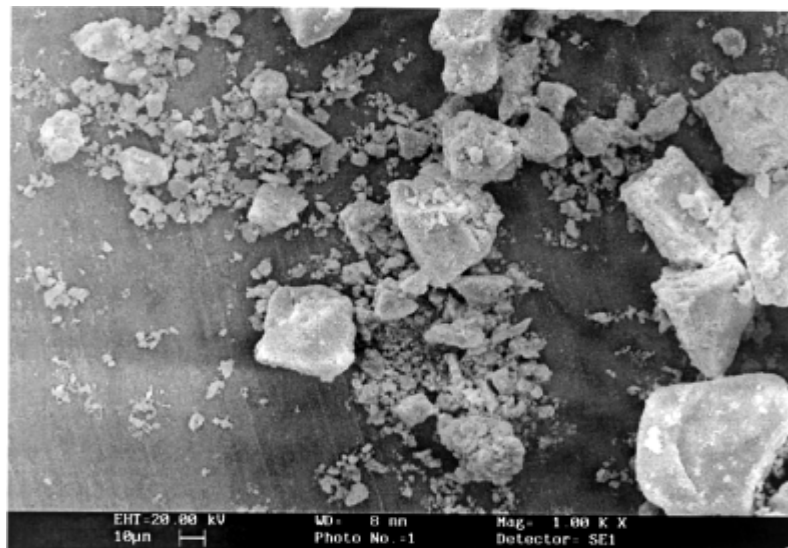


Figura 5: Micrografia obtida em microscópio eletrônico de varredura da solução sólida zircônia-itria.

[Figure 5: Scanning electron microscopy micrograph of the zirconia-yttria solid solution.]

La utilización de la Zirconia como material comenzó en los años 60. El primer documento referente su uso biomédico fue publicado en 1969 por Helmer y Driskell. Chistel introdujo su principal uso (material cerámico).⁹

El dióxido de zirconio se utiliza en la industria en la fabricación de herramientas de corte, cuchillos, en la industria de la aviación y automotriz en los componentes que sufren un desgaste considerable. Uno de los usos mas conocidos de este material esta en la industria espacial, en los llamados "Space Shuttle" en donde se utiliza como losas protectoras que actúan como un escudo protector de los transbordadores espaciales durante el ingreso a la atmósfera terrestre para evitar su combustión debido al fuerte roce.²⁵

El dióxido de zirconio reacciona con el carbón, el nitrógeno y el hidrógeno a temperaturas sobre 2200°C y no reacciona con los metales refractarios hasta 1400°C. Sin embargo, su reactividad es fuerte dependiente del tipo y la cantidad del estabilizador usado en la cerámica.¹¹

En los primeros tiempos de desarrollo, varias soluciones sólidas (ZrO₂-MgO. ZrO₂-CaO. ZrO₂-YrO₃) fueron probadas para los usos biomédicos Pero en los años siguientes los esfuerzos de la investigación aparecían ser centrados más en la cerámica del itria de la Zirconia, micro estructura granulosa fina y caracterizada por tener poli cristales en fase tetragonal (TZP)^{8,9,11}.

2.2 Características micro estructurales:

Actualmente la Zirconia se encuentra en tres diferentes formas (polimorfismo) en cuanto a la condición de sus cristales:

- a) Monoclínica (M)
- b) Cúbica (C)
- c) Tetragonal. (T)

La Zirconia pura es monoclinica en temperatura ambiente. Esta fase es estable hasta 1170°C. Sobre esta temperatura se transforma en tetragonal y en fase cúbica cuando se encuentra a una temperatura de 2370° C. Durante el enfriamiento la transformación de Tetragonal a Monoclinica ocurre a temperaturas cerca de 100° C debajo de 1070°C. La fase de transformación ocurre mientras se enfría y se asocia a una extensión del volumen de aproximadamente 3-4%. Las tensiones generadas por la extensión originan grietas en la cerámica de la Zirconia por lo que hará que se fracture a temperatura ambiente después del proceso de sinterización 1500-1700°C. Por esta razón se añaden óxidos (magnesio, calcio, itrio, cerio) los cuales son necesarios para complementar y estabilizar las fases.^{8,9,11}

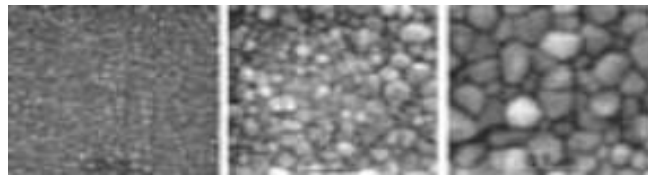


Fig. 2 Micro estructura de la cerámica de dióxido de zirconio.

La estabilización significa disminuir la temperatura de la fase tetragonal a la transformación monoclinica. El óxido como estabilizador, previene parcialmente la transformación y es un factor de la consolidación transformacional de la estructura de cerámica de la base de la zirconia. La adición de menos del 10% de estabilizadores dan lugar a una alta densidad de las partículas de cerámica produciendo así la transformación También endurece los cristales tetragonales de la Zirconio. Los cristales extremadamente finos inhiben la transformación de la fase de T a M durante el enfriamiento¹¹

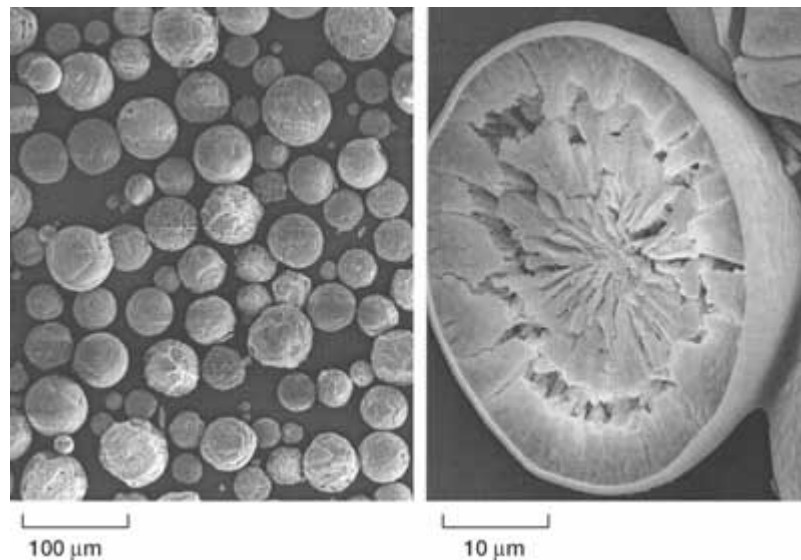


Fig. 3. Fotografía microscópica de las partículas

En 1972 Garvie y Nicholson demostraron que las propiedades mecánicas de la Zirconia parcialmente estabilizada pueden aumentar la homogeneidad y la distribución uniforme de la fase monoclinica a una matriz cúbica.

Ruff demostró en 1929 que la estabilización de la fase cúbica es posible a temperatura ambiente si una pequeña cantidad de Calcio es agregada al dióxido de Zirconio.

Posteriormente se probó el magnesio, el cual presentó resultados favorables. Sin embargo, este elemento se caracteriza por una porosidad residual (30-40 micras), por lo que puede tener una influencia negativa sobre las partículas de la Zirconia e implica la necesidad de un horno especial.⁹ Induce a una estructura cristal cúbica durante el calentamiento, pero no regresa a una fase monoclinica al enfriarse.¹¹

Los aditivos estabilizantes se deben distribuir uniformemente dentro de los polvos de partida para las cerámicas de Zirconia. La distribución homogénea se puede lograr por la coprecipitación controlada de los

hidróxidos los cuales son descompuestos por calcinación produciendo polvos con partículas finas. Los polvos sinterizados activos son producidos comercialmente, generalmente por la hidrólisis de una mezcla de $ZrOCl_2$ y de YCl_3 para precipitar el hidróxido mezclado. El método produce un polvo que tiene un tamaño de partícula muy fino, cerca 0.3 milímetros.²⁶

Pero la aplicación dental más significativa es la estabilización policristalina de dióxido de zirconio con óxido de itrio (Y-TZP). En comparación con otros óxidos estabilizadores, el itrio es una forma de polímeros cerámicos con forma tetragonal, que es lo que le proporciona la dureza, ya que entre más fino sea el grano mayor será su dureza, el itrio está compuesto de granos micro estructurales de 0.4 micras, lo cual logra una superficie de dureza tan fina como de 0.008 micras.

Asimismo se ha demostrado que una pequeña parte de óxido de itrio en el retículo cristalino del óxido de zirconio (ZrO_2) provoca la fase tetragonal meta estable, lo que constituye la condición previa del refuerzo de transformación del óxido de zirconio.^{8,11,12}

La Zirconia parcialmente estabilizada existe en una configuración de cristal tetragonal. El incremento en propiedades físicas se puede atribuir parcialmente a un proceso denominado transformación de la fase. Cuando se aplica una fuente de energía externa a la Zirconia, como en acabado mecánico, el material de Zirconia experimenta una transformación de fase a una configuración de cristal diferente (monoclínico): La forma monoclínica de cristal es de 3 a 5% más grande que el cristal tetragonal. En las regiones donde existen fallas microscópicas en el material, tal como en materiales completamente de cerámica, la transformación de fase tiene el potencial para restaurar grietas microscópicas sellándolas en el volumen adicional de cristal monoclínico. También se minimiza el potencial de propagación de grietas

por la transformación de fase, que absorbe en parte las tensiones generadas por una fuente aplicada externamente^{9,12,29}

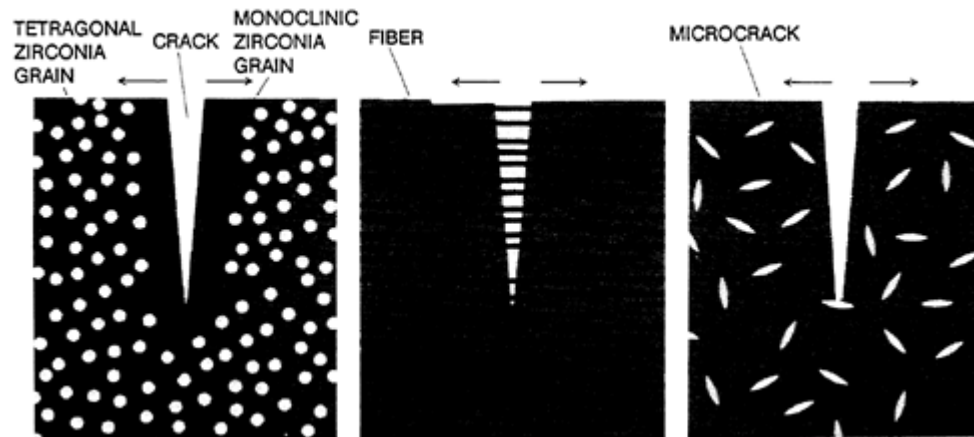


Fig. 4. Refuerzo de transformación del dióxido de zirconio estabilizado parcialmente con itrio. En el campo de tensiones, después de la introducción de una grieta, se produce un aumento de volumen de las partículas de dióxido de zirconio. En esta fase monoclinica, las partículas generan una tensión de compresión inhibiendo así el crecimiento de las grietas.

Este “acero cerámico” combina una gran translucidez ligeramente más opaca que la dentina lo que permite al clínico detectar más fácilmente irregularidades y caries en el margen. La opalescencia es una característica óptica del diente y la cerámica, refiere la habilidad para transferir un rango de luz específico (rojo a una forma naranja) reflejando en otra longitud de onda. (azul-morada). La translucidez es la etapa entre la apariencia de la opacidad completa (como el marfil) y la transparencia completa (como el vidrio) Muestra biocompatibilidad y no ha reportado casos de toxicidad, alergia o sensibilidad. Presenta una resistencia extraordinaria y una tenacidad de rotura por encima de la media.

De la misma manera el mecanismo de refuerzo se explica por la transformación de las partículas tetragonales meta estable de óxido de zirconio, que al someterse a un esfuerzo adoptan su forma monoclinica termodinámicamente más favorable e incrementan su volumen en un 3-5%. Este proceso resta energía a la fisura y al mismo tiempo la atenaza, es decir produce un “efecto de abrazadera” sobre la grieta y la detiene, con lo cual se esta más alejado de la exposición.

Lo más importante de este material es la resistencia a la fractura (la resistencia a la fractura indica la habilidad de un material para resistir a la propagación de una grieta interna.) Esto es debido a la resistencia transformacional, la cual la zirconia tiene una propiedad única mecánica.¹²

2.3 Propiedades Mecánicas

- Densidad:> 6 gcm⁻³
- Porosidad:< 0.1 %
- Fuerza flexural: 900 a 1200 Mpa
- Dureza: 1200 HV
- Modulo de Young : 210 GPa
- Fuerza de compresión : 2000 MPa⁻¹
- Coeficiente de expansión térmica: 11x10⁻⁶
- Conductividad térmica: 2 W mK⁻¹

- Resistencia a la fractura: 7-10 Mpa^{9,17}

2.4 Ventajas:

- Resistencia a la fractura
- Buena opacidad a los rayos X
- Estética insuperable
- Biocompatibilidad óptima (no quedan bordes metálicos libres, no se produce retracción de la encía,)
- Gran calidad de ajuste
- Cementación convencional
- Detención de la propagación de grietas
- Ausencia de irritaciones térmicas, gracias a la Baja conductividad térmica
- Estabilización de la sustancia dental residual.^{12,13, 14,18.}

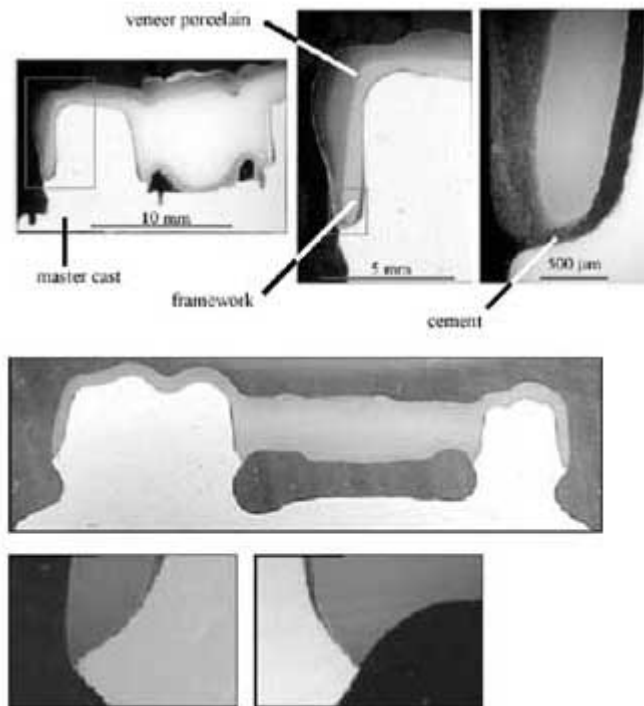


Fig. 5 Corte transversal al microscopio electrónico de un puente totalmente cerámico de óxido de zirconio en el estudio de Filser y cols. Obsérvese el perfecto ajuste marginal que se consigue entre la restauración y la preparación

2.5 Desventajas:

- a) Alto costo
- b) Método de fabricación tardada.¹⁹

2.6 Tipos de Zirconia:

Existen 3 tipos de Zirconia para uso odontológico que a pesar de que son químicamente idénticos, hay ligeras diferencias en cuanto a sus propiedades físicas (porosidad, densidad, pureza y fuerza).

- a) Completamente sinterizada: Este tipo de zirconia utiliza altas temperaturas y presiones para incrementar la densidad del material procedimientos que reducen la porosidad del material y aseguran altos valores en la dureza y la translucidez de la cerámica de Zirconia. Como ejemplo de este tipo de zirconia sinterizada se tiene DC- Zirkon (DCS Dental AG) y Everest –ZH (KaVo).
- b) Parcialmente sinterizada
- c) No sinterizada o en estado verde

Estas dos últimas permanecen más suaves que la zirconia completamente sinterizada y son más fáciles de fresar.

Después del fresado, cuando la Zirconia esta completamente sinterizada en un horno a 1.350° C a 1500° C, logra propiedades físicas de fuerza y forma. Ejemplos de este tipo son Lava (3M ESPE), Cercon (DENTSPLY Ceramco) y Vita YZ (Vident). Tanto la sinterización completa como la parcial presentan ventajas y sus desventajas. La Zirconia completamente sinterizada tiene una estructura policristalina más densa con menos porosidad que el material no sinterizado, y esto se traslada clínicamente a un incremento en la resistencia a la fractura.

Algunos investigadores han preguntado si el pulido sobre la Zirconia y el calor que es generado, causan defectos estructurales sobre la superficie que pueden tener implicaciones clínicas adversas. El ajuste marginal de cualquiera de los dos materiales está relacionado con los resultados clínicos aceptables. El fresado de los márgenes son iguales o superiores al ajuste de una restauración de una aleación noble alta. Los estudios han medido el desajuste marginal en CAD-CAM y fresado de Zirconia y para ambas variedades han encontrado que es de 49 a 70 micras. Cabe destacar que el proceso de fabricación para Zirconia sinterizada es más costoso e involucra mayor cantidad de tiempo y es de intensa labor.¹²

2.7 Indicaciones:

Considerando que la Zirconia es una cerámica de alta resistencia, permite una restauración en cualquier lugar de la boca. Con este proceso se pueden fabricar coronas individuales de dientes anteriores y posteriores, múltiples supraestructuras con implantes, puentes con incrustaciones y puentes de revestimiento de hasta 14 piezas. Se pueden leer y fresar todas las divergencias sin bloqueos y pueden fresarse todo tipo de preparaciones.



Fig. 6. Corona fabricada por el sistema Zirkon Zahn

Las adaptaciones de los armazones son, en conjunto y por separado, muy buenas en el interior de las coronas y en el extremo.¹⁹

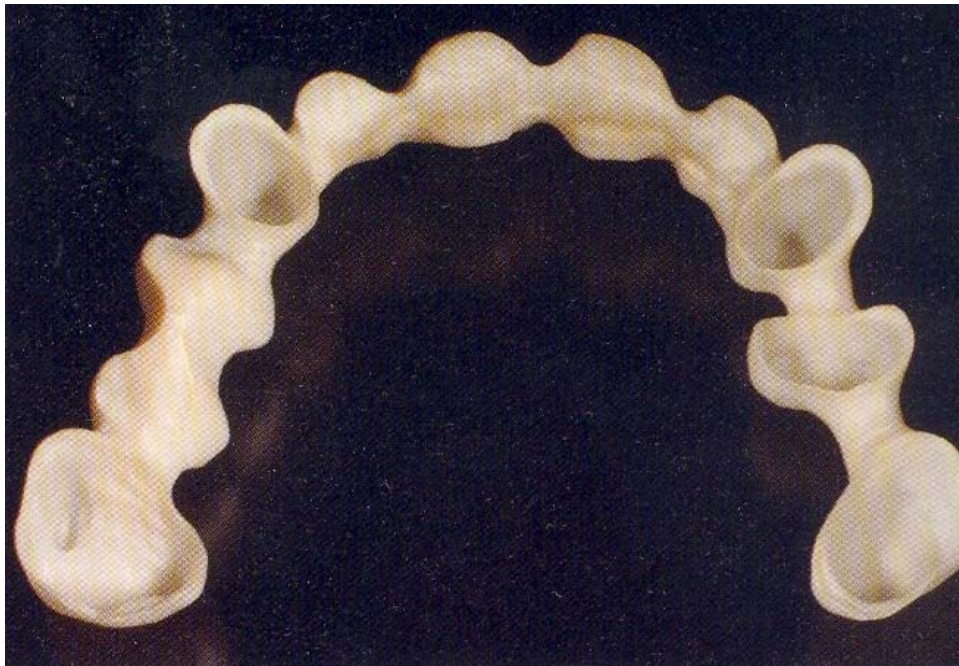


Fig. 7 Armazones de zirconia estabilizada con itrio.

2.8 Contraindicaciones:

- a) Pacientes con mordida cruzada
- b) Hábitos parafuncionales
- c) Sobre mordida vertical

El fracaso de los materiales dentales no pueden ser evitados pero la mayoría pueden ser prevenidos, si la selección del material es correcto y el uso de recomendaciones son seguidas con respecto a la preparación, fabricación y cementación.

Los problemas que pueden ocurrir con el dióxido de zirconia, pueden dividirse en 3 categorías:

- a) Fracaso en la subestructura
- b) Fracaso entre la interfase de zirconia y porcelana.
- c) Fractura y agrietamiento de la porcelana

Debido a la falta de estudios, es difícil reportar el índice de fracasos en la Zirconia.¹²

Tabla 1. Factores determinantes del éxito en sistemas libres de metal

1. Cementación, sistemas de adhesión a dentina
2. Biocompatibilidad
3. Resistencia del material utilizado
4. Entendimiento de la demanda estética del paciente
5. Instrucción adecuada al paciente
6. Colaboración del paciente
7. Elaboración de examen y plan de tratamiento minuciosos
8. Trabajo integrado odontólogo, auxiliar, laboratorio

Existen evidencias de estudios clínicos que sugieren que el material es aceptable. Algunas fracturas de la porcelana se han presentado, pero la causa no ha sido determinada. Sin embargo diversos estudios mencionan que las propiedades de la cerámica pueden verse afectadas por el fresado que se le realiza en la cara interna de la restauración en el proceso de fabricación, es decir puede inducirse stress causando fallas en la superficie. Por lo que el fresado debe ser minimizado.

Otra propiedad del dióxido de zirconio que no ha sido estudiado es el fenómeno de degradación a bajas temperatura. El agua y los solventes no acuosos están involucrados en los hidróxidos de la Zirconia provocando grietas. Este proceso acelera la expansión de la fractura y puede dar una reducción en la fuerza, resistencia, densidad, dando como resultado el fracaso de la restauración.^{15,16,17.}

2.9 Biocompatibilidad

El uso del dióxido de Zirconia ha sido demostrado exitosamente desde 1969 en Implantología, debido a esto, incrementó su uso en el campo de la Medicina Dental.⁹

El diámetro de sus granos es más pequeño por lo que la superficie es menos áspera y esto a su vez explica una reducida acumulación de placa bacteriana, por lo que. Biológica y químicamente se le considera inerte.

La radioactividad natural del dióxido de zirconio es parecido al de los otros materiales utilizados en la odontología restauradora; no tiene potencial celular tóxico y no produce sensibilización alérgica.²⁵

La Biocompatibilidad de la cerámica de zirconia ha sido investigada tanto in vivo como in Vitro. El primer estudio, fue realizado por Helmer y Driskell donde colocaron el material sobre hueso, reportando ausencia de reacciones adversas.

Posteriormente se implantó en el fémur de changos colocando discos y tubos de $\text{CaO} + \text{Al}_2\text{O}_3$ $\text{CaO} + \text{TiO}_2$. $\text{CaO} + \text{ZrO}_2$, como materiales porosos y como materiales no porosos en músculos del conejo. El análisis histológico de todos los materiales se probó durante 9 meses, la operación no reveló muestras de efectos tóxicos, inmunes o carcinógenos. También se ha probado en conejos y perros colocándoles elementos tubulares ZrO_2 para el desarrollo de una prótesis traqueal, los autores no observaron reacciones adversas.

En 1989 Christel publicó un estudio importante en efectos in vivo de la cerámica de Zirconia. Los cilindros de la Zirconia fueron implantados en los músculos de la rata, 12 semanas después de la operación no se observó ningunas diferencias significativas entre los materiales. Los resultados comparables fueron obtenidos después de la implantación en ratas y el hueso de los conejos

Los polvos de la cerámica de Zirconia fueron probados sobre diversas células y descubrieron que no presentan efectos citotóxicos.

Las pruebas in Vitro de carcinogenicidad y de teratogenicidad (aberraciones de cromosoma celulares) en la presencia de $\text{ZrO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3$ fueron realizadas por Satoh y Niwa divulgando resultados negativos en ambas pruebas

Debido a su biocompatibilidad la Zirconia se ha utilizado por casi 20 años en la medicina en la reconstrucción de la fractura de la cabeza del fémur, de la misma manera, en Odontología se está utilizando en la elaboración de prótesis dental fija desde hace ocho años, tanto en coronas como en puentes libres de metal.⁹

CAPITULO III

3. Proceso de fabricación. (Sistema Zirkon Zahn)

El sistema de fresado Zirkon Zahn, fue desarrollado por Enrico Steger

9



Fig. 8. El investigador Enrico Steger con su aparato Zirkon Zahn en el trabajo. Se trata de una fresadora copiadora para el procesamiento de cerámica de dióxido de zirconio como pieza verde. El protésico dental ajusta la estrategia de fresado a la forma del objeto.

3.1 Elementos del sistema:

3.1.1 Bloques de zirconia

Se utilizan bloques de Zirconia los cuales están disponibles en siete diversos tamaños. A su vez, cada uno de estos siete tamaños disponibles en alturas de 16mm ó 22mm.



Fig. 9. La pieza en verde del material de dióxido de zirconio presintetizado se distribuye en siete tamaños de piezas crudas.

3.1.2 Unidad fresadora:

La unidad fresadora, llamada la "Volksfraser", es una máquina de operación manual diseñada para la elaboración de coronas y estructuras de puentes. Un modelo análogo es copiado usando un palpador, aumentando su tamaño por el principio pantógrafico del fresado de la estructura de un bloque de zirconio.

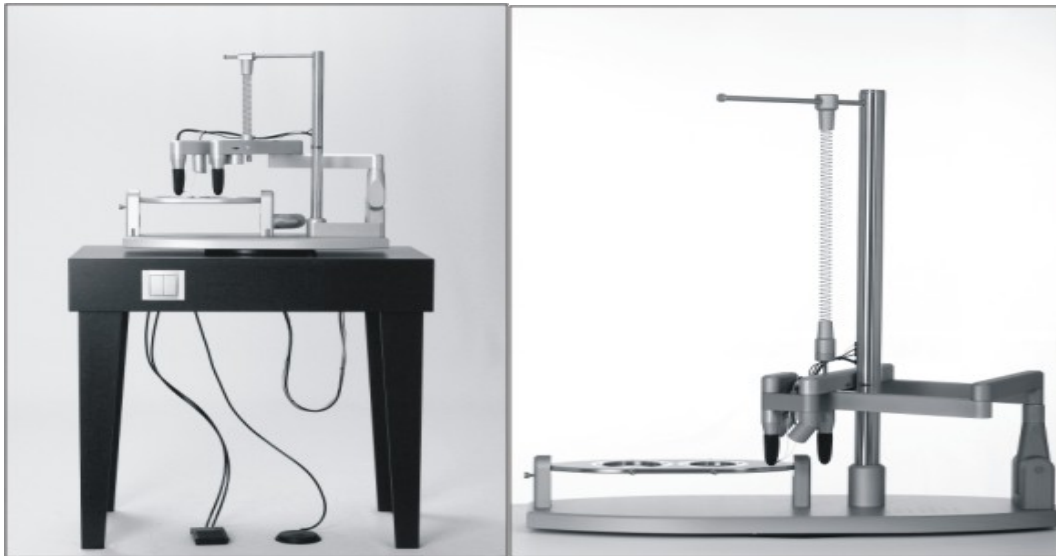


Fig. 10. Unidad fresadora

3.1.3 Aspirador:

El aspirador es un sistema de extracción para retirar el polvo fino y las partículas de micro-polvo resultantes del fresado.



Fig. 11. Aspirador

3.1.4 Colores Superficiales (stains):

Los colores de Ice Zirconia pueden ser aplicados sobre la superficie o mezclados con la cerámica. El coeficiente térmico de los colores superficiales es el mismo que el de la cerámica.



Fig. 12. Stains

3.1.5 Abrasivos:

El sistema cuenta con diversos abrasivos que cubren todo el proceso del trabajo y acabado de la estructura. También dispone de fresas de tungsteno para la Zirconia pre-sinterizada, fresas diamantadas y pulidoras de silicona para el acabado de la Zirconia sinterizada, así como fresas para la elaboración de los modelos de resina.



Fig. 13. Fresas diamantadas y pulidores.

3.1.6 Horno de sinterización:

La sinterización es un proceso de compactación de la Zirconia, que tiene lugar a altas temperaturas, aprox. 1.500°C. El horno de sinterización está compuesto por el horno propiamente dicho y por la unidad de control por separado, está diseñado para sinterizar estructuras de coronas y puentes de Zirconia hasta aproximadamente 20 unidades.



Fig. 14. Horno de sinterización

3.1.7 Lámpara de secado:

Después de sumergir la Zirconia en el color líquido anteriormente mencionado, se coloca la estructura en la lámpara de secado con el fin de evitar que los residuos de ácido contenidos en el líquido puedan dañar el horno.



Fig. 15 Lámpara de secado

3.1.8 Lámpara de foto polimerización:

La lámpara de foto polimerización empleada es un producto de tecnología avanzada. Está específicamente indicada para resinas fotopolimerizables como (rigid opaco y rigid transparente.).

La lámpara Quick Light tiene un sensor de movimiento incorporado que permite la operación automática sin ser necesario tocarla.²⁷



Fig. 16. Lámpara de foto polimerización

3.2. Fabricación

Al emplear una cerámica de alto rendimiento, las formas de los armazones se fresan o se pulen a partir de piezas de material bruto.

El proceso de fabricación Zirkon Zahn trabaja con una técnica totalmente manual de modelado del acrílico mediante fresas de copiado en cerámica de dióxido de zirconio. Este es el primer método de procesamiento manual de este tipo para trabajar piezas en verde de dióxido de zirconio.

La modulación del armazón para la lectura se efectúa a partir de un acrílico de fotocurado para modelar establemente (Rigid, Zirkon Zahn). Este paso es muy importante ya que es la prueba en boca del modelado de acrílico para comprobar la precisión de encaje. Para pónicos se puede incorporar cualquier tipo de piezas acabadas de acrílico.

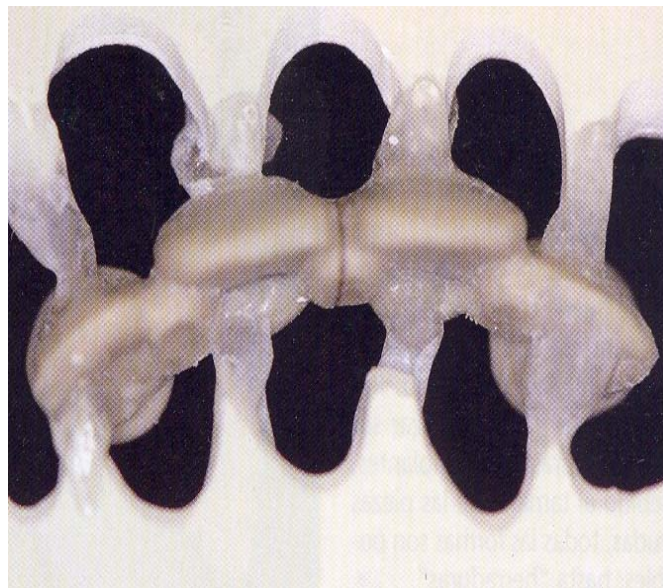


Fig. 17. Un modelado acrílico sirve como base de lectura para el fresador copiado. Este patrón debe ajustarse perfectamente, al modelo de trabajo. La placa de acrílico para el montaje debe perforarse individualmente según el caso y debe pegarse el modelado.

La modulación se despegar y se controla a modo de prueba. Sólo una estructura de armazón que se ajuste con precisión puede utilizarse como patrón para la lectura.

La adaptabilidad del puente fabricado en el articulador puede controlarse en la boca y, una vez liberado, se puede realizar la conversión en dióxido de zirconio mediante fresado. La modulación se monta en una placa acrílica abierta individualmente en función de la forma del armazón (dos por unidad) y se fija en la placa de sujeción. Este montaje se lleva a cabo en una placa con un gel instantáneo (Super Attac, Loctite, Milán, Italia). Se fija la pieza cruda de zirconio a la placa de asiento izquierda de una placa de aluminio prefabricada abierta al tamaño de la pieza.



Fig. 18. Para un aprovechamiento óptimo, el bloque se monta, según el caso, en una placa de aluminio prefabricada. El bloque restante puede sujetarse repetidamente para diferentes casos

La pieza cruda se coloca de modo que se pueda explotar de forma óptima. También permite soltarse para otro caso distinto y volverse a poner en posición convenientemente en el bastidor. La lectura y el fresado tienen lugar con instrumentos de lectura y fresado que se compenetren. La mano izquierda guía la fresa y la mano derecha supervisa la lectura del objeto. Hay que procurar que la modulación no se doble durante el proceso de lectura.

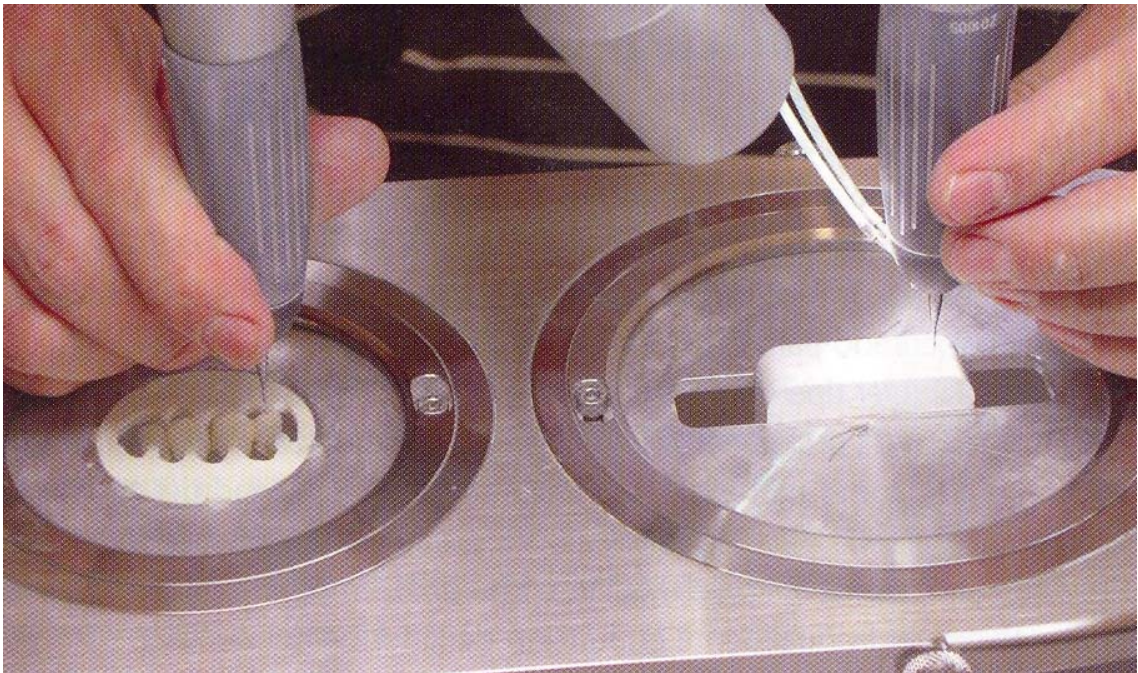


Fig. 19. La mano izquierda guía la fresa. La mano derecha guía el lector. Al configurar los brazos del aparato surge una ampliación automática del modelado en el material del armazón. La placa de montaje se inclina sobre un eje.

Los instrumentos se clasifican en cinco tamaños, de grueso (para una limpieza previa) a fino (con un diámetro de 0,6 mm). El proceso de fresado por corona dura entre 8 y 15 min. en función del volumen.

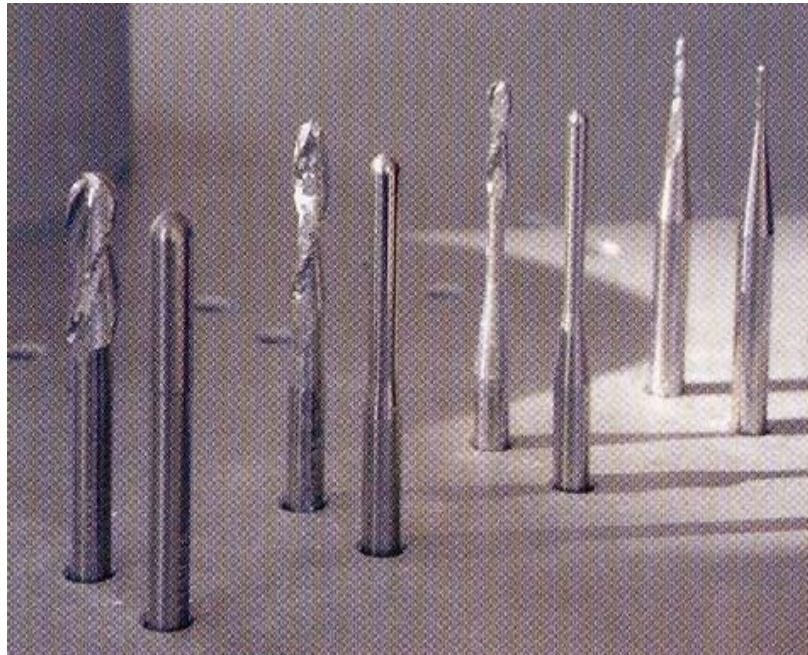


Fig. 20 El procesamiento de la pieza cruda de zirkon Zahn se lleva a cabo en seco con fresas de metal duro. Para cada fresa se dispone de instrumentos de lectura adecuados. Hay 5 tamaños estándares y numerosas formas especiales para la lectura y fresado.

Siete tamaños de pieza cruda permiten una conversión de los armazones al material de Zirconia desde la funda simple hasta la herradura. Una aspiración de alta potencia desarrollada especialmente para este proceso aspira el polvo del pulido. Después del cuidadoso fresado con la herramienta más pequeña, la pieza se retira de la placa de aluminio.



Fig. 21 Objeto cerámico durante el fresado

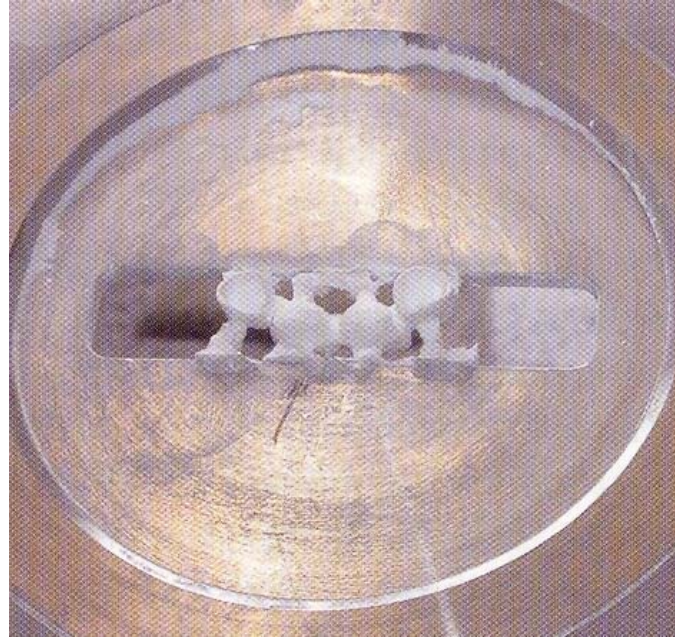


Fig. 22. Vista superior d la placa de montaje

Los apoyos de sujeción entre la pieza cruda y el bastidor quedan a un lado del armazón en posición bucal o vestibular. Estos confieren una estabilidad en el proceso de sinterización y permiten una coloración recta en el horno.



Fig. 23 Armazón fresado a partir de la pieza cruda antes del fresado fino. Vista apical

Antes de este paso de trabajo, las piezas crudas blancas para la fabricación de armazones pueden impregnarse con una solución colorante (16 colores vita Classical, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania), secarse y luego introducirse en el horno de sinterización a aproximadamente 1.5000° C previa un proceso integrado de refrigeración en el programa normal de cerca de 6 horas.



Fig. 24. A la izquierda: Solución colorante; A la derecha introducción de la estructura al colorante.

Una vez sinterizado por completo el material, los armazones se separan de las estructuras de soporte y los salientes se rectifican en húmedo en el armazón con refrigeración por agua en la turbina. Los armazones ya están listos para el ajuste fino. Para ello, se eliminan los contactos iniciales a la parte interna de las coronas por medio de una pasta indicadora de color y de fresas de diamante de grano fino. Además se deben rebajar los bordes de las coronas de acuerdo a lo indicado por la pasta.

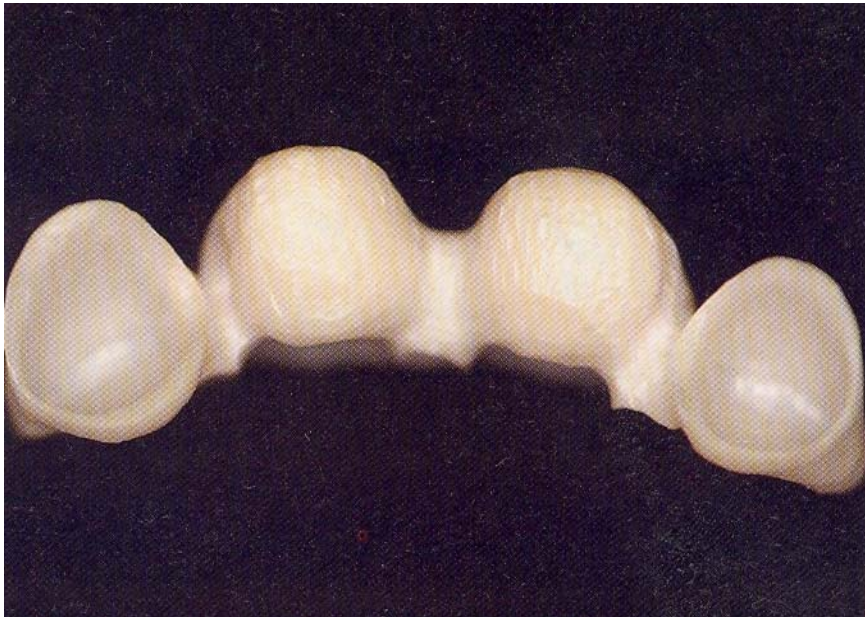


Fig. 25. Armazón finalmente fresado después del proceso de sinterización n su tamaño definitivo. La vista apical muestra la superficie lisa del proceso de fresado fino. El material se pintó antes de la sinterización

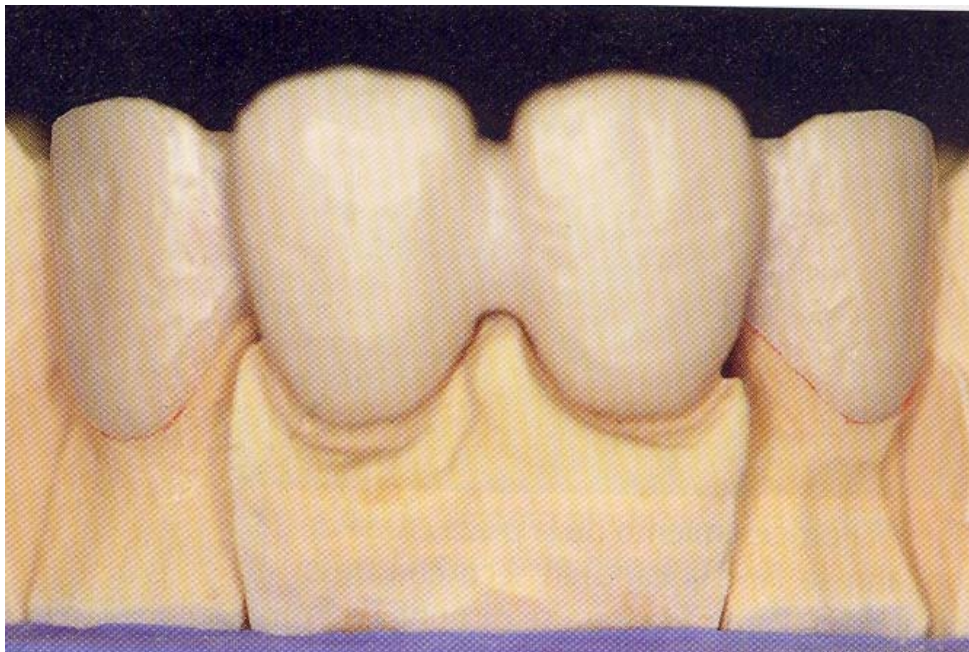


Fig. 26 Puente frontal acabado sobre el modelo de trabajo después del ajuste fino. Puede conseguirse una buena adaptabilidad independientemente de la forma del armazón y de la preparación.

Los estudios con armazones de cerámica de dióxido de zirconio siguen a un período de observación medio de 3-4 años. Los resultados a la fecha no indican fracturas del armazón. Las fracturas y el descarrilamiento de los recubrimientos de sistemas de dióxido de zirconio se indican en la bibliografía entre el 0 y el 11% para combinaciones de materiales. Estos valores con su amplia fluctuación deben evaluarse con atención y muestran la necesidad aún existente de investigación y mejoras en este ámbito.

3.3. Blindaje o Recubrimiento:

La cerámica de recubrimiento para dióxido de zirconia debe presentar las siguientes características:

1. Resistencia de unión;
2. Efecto de color natural;
3. Alta estabilidad de forma y color durante las cocciones;
4. Muy buena estabilidad de modelado y
5. Ciclos de cocción cortos y seguros, sin enfriamiento lento para no causar daños a la estructura.

3.3.1. Material de recubrimiento (Zirkon ICE –Keramik, Zirkon Zahn):

El material de recubrimiento a usar debe ser compatible con la Zirconia, una alternativa es la cerámica Zirkon, adecuada para el material del armazón y se distribuye en una amplia gama de masas

Al principio, se aplica una cocción wash en la dentina y se cuece aproximadamente a 10°C más que en ésta. Así se puede contrarrestar el hecho de que la cerámica se desprege del armazón en el proceso de cocción. Posteriormente se van aplicando las capas de cerámica, (se recomiendan tres cocciones de aproximadamente 15 cada una) para que finalmente se realice el glaseado.

El dióxido de zirconio y su cerámica de revestimiento pueden cocerse con frecuencia a voluntad, ya que, si hay una buena armonía entre la cerámica de revestimiento y el dióxido de zirconio, nunca se llega a la formación de burbujas o grietas. Los espacios vacíos o la separación pueden contrarrestarse, haciendo la fisura central de la superficie de masticación lo más profunda posible en la fase de revestimiento.

El dióxido de zirconio puede presentar una elevada translucidez en función de la composición y, por esta razón, es muy apto para la fabricación de armazones de revestimiento de coronas. Asimismo las cerámicas fundidas sobre dióxido de zirconio tienen, sobre todo, ventajas estéticas en la región cervical porque, debido a la ausencia del metal, no intervienen más sombras y no se llega a una coloración azulada de la encía en comparación con la cerámica con metal.^{19,20}

3.3.2: Material de recubrimiento (Triceram)

1. Preparación de la superficie (zirconia) para aplicar la porcelana

Se deben utilizar sólo fresas de metal duro de tungsteno trabajando siempre en una sola dirección y ejerciendo poca presión. Posteriormente se chorrea cuidadosamente la superficie de la estructura en la arenadora sin recirculación, con óxido de aluminio (125-250 μm) y con un ángulo de chorro de agua recomendado de 45°.

2. Prueba de cocción

- Temperatura inicial 500 °C
- Tiempo de secado 6 minutos
- incremento de temperatura 55 °C/min.
- Inicio del vacío a 500 °C
- Final del vacío al alcanzar la temperatura final de 755 °C
- Tiempo de espera 1 minuto con vacío.

3. Aplicación del bonder

Después del arenado se deja la estructura al aire en estado pasivo durante 10 minutos. El bonder en polvo se mezcla con líquido de opacador y se trabaja con la espátula de vidrio hasta obtener una masa de consistencia cremosa. Se aplica una capa delgada del bonder (con el instrumento de vidrio o pincel) humedeciendo o mojando la superficie de la estructura. Debe crearse una adherencia entre ambas estructuras.

3. Aplicación del opacador

El opacador en polvo se mezcla con su líquido y se trabaja con la espátula de vidrio hasta obtener una masa de consistencia cremosa. Se aplican dos capas, la superficie final debe estar densa y presentar brillo

4. Aplicación de las masas de hombros

Se aísla el muñón en la zona de aplicación del hombro con Isoprotector SM. Se aplica la masa de hombros seleccionada de acuerdo con el color del diente, este se coloca desde la estructura hacia el límite de la preparación y se deja secar.

Posteriormente se retira la corona del muñón y se cuece según el programa indicado. Para compensar la contracción esperada debida a la reducción de la corona (de acuerdo con la preparación existente) es necesaria una segunda cocción. Después de esta, se adapta la corona sobre el muñón y se pule el borde marginal con abrasivos adecuados.

5. Aplicación habitual de la cerámica

La elección de los polvos de cerámica se determina de acuerdo con el color de diente seleccionado.²⁸



CAPITULO IV

4. Preparación de cavidades:

El papel de la preparación dentaria en la corona de porcelana es ofrecer soporte a la restauración con un espesor de la porcelana lo más uniforme posible. El espesor excesivo de la porcelana (causado por la convergencia de la preparación o destrucción coronal) tiene efectos adversos sobre la resistencia, ya que no es el espesor el que fortalece la corona, sino el soporte de la preparación y la precisión del ajuste. La resistencia y el soporte de la porcelana frente a las cargas de oclusión de la masticación deben conseguirse mediante planos lisos estructurales dentarios adecuados y formas que estimulen la resistencia. Por otro lado, las preparaciones muy cortas harán que la tensión se concentre en la zona vestíbulo lingual produciendo fracturas.

Las medidas de preparación se rigen para lograr los siguientes objetivos:

- Conservación vital de la pulpa.
- Reducción suficiente de la sustancia dura por motivos estéticos y/o condicionada por las propiedades del material.
- Aspectos profilácticos periodontales.^{5,7}

4.1 Preparación para carillas:

Las carillas de porcelana requieren una preparación del diente. Aunque esta preparación es mínima y se limita al esmalte del diente, debe eliminarse el suficiente grosor de esmalte para proporcionar espacio suficiente para obtener una restauración con un contorno correcto.

Objetivos del desgaste vestibular:

- Remover el esmalte superficial, para que la carilla logre opacar el color que existe debajo.
- Definir una línea de terminación marginal
- Compensar el espesor de la carilla

Para confeccionar una carilla debemos hacer un desgaste dentario, en la parte anterior del diente, que va de 0.5 a 0.75mm de profundidad. Este grado de desgaste depende de:

- La posición del diente en el arco
- Tamaño y forma dentaria
- Grado de oscurecimiento.

Cervical:

Hombro ligeramente redondeado. A nivel cervical lo más importante es en lo posible dejar una terminación supragingival para de esta forma se tiene una ligera terminación de chamfer, por lo que se cuenta con esmalte y por lo tanto tenemos adhesión.

El esmalte proporciona un mejor sellado y disminuye con mayor eficacia la filtración gingival que una línea de acabado en cemento o en ionomero de vidrio.

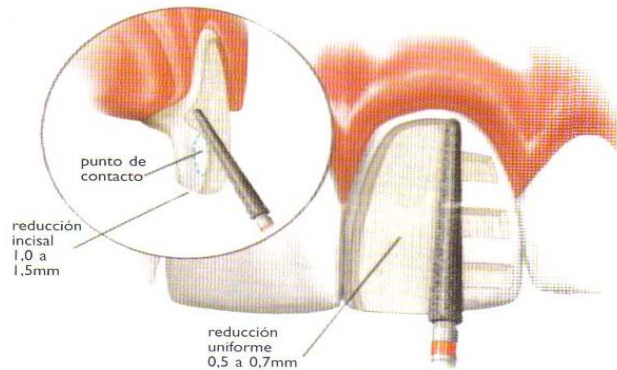


Fig. 28. y 29. Surcos de orientación de profundidad a la izquierda, a la derecha desgaste vestibular.

Proximal

Debe intentarse conseguir bordes proximales en el sentido de un chanfer. Circundar en forma de “silla”. A ser posible, deben conservarse los puntos de contacto naturales.

Incisal

Hay dos técnicas para colocar la línea de acabado anisal. En la primera, la superficie vestibular preparada se termina en el reborde incisal. No hay reducción incisal o preparación de la superficie lingual. En la segunda técnica, el reborde incisal se reduce ligeramente y la porcelana recubre el borde incisal, terminando en la superficie lingual.

La porcelana es más resistente a la compresión que a la tensión. Extender la porcelana por el reborde incisal y acabarla en la superficie lingual hace que la carilla esté sometida a compresión durante la función. Un ligero recubrimiento incisal proporciona un tope vertical que ayuda a asentar

correctamente la carilla. Los estudios foto elásticos indican que la contracción de tensión dentro de la carilla disminuye al recubrir el reborde incisal, lo que proporciona un amplio tope vertical para resistir cargas verticales.

Reducción lingual o palatina:

Se logra manteniendo la fresa paralela a la superficie lingual o palatino, con su final formando un ligero chamfer de 0.5 mm de profundidad. La línea de acabado debe estar aproximadamente a una cuarta parte del camino hasta la superficie lingual, preferiblemente a 1,0 mm de los contactos de céntrica y conectando ambas líneas de acabado proximales.

Acabado de la preparación.

Se deben eliminar todos los ángulos agudos que pueden servir como punto focal de concentración de tensión, especialmente en la unión del ángulo incisal y superficie lingual.⁵

4.2 Preparación para incrustaciones

- La preparación para estas incrustaciones es sin ángulos y sin biseles, solo se bisela el Angulo axiopulpar
- El grosor mínimo en oclusal es de 1.5 mm si no se fractura.

En el caso de restauraciones en forma de inlay, debe tenerse en cuenta lo siguiente:

- Profundidad mínima en la base de la fisura: 1,5 mm.
- Profundidad mínima en el borde de la cavidad: 2 mm.
- Si el borde de la cavidad se encuentra cerca de la punta de la cúspide: 2,5 mm.

- El hombro cervical debe estar separado del diente colindante.
- Anchura mínima del hombro proximal: 1,5 mm.
- Ángulo entre la pared lateral de la caja y la superficie proximal:
> 60°.

En el caso de restauraciones en forma de onlay debe tenerse en cuenta lo siguiente:

- La preparación de la caja es la misma (ya descrita).
- La cúspide a ser involucrada es desgastada para dejar un espacio en torno a los 2mm.
- La terminación generalmente puede ser en hombro, sin involucración axial de la cara vestibular o lingual.

Otra manera, principalmente cuando las cúspides funcionales son restauradas, es involucrar axialmente 2,0mm de la superficie libre, con una profundidad de 1.5mm. La terminación puede ser en chaflán profundo, o en hombro, con ángulo interno redondeado.

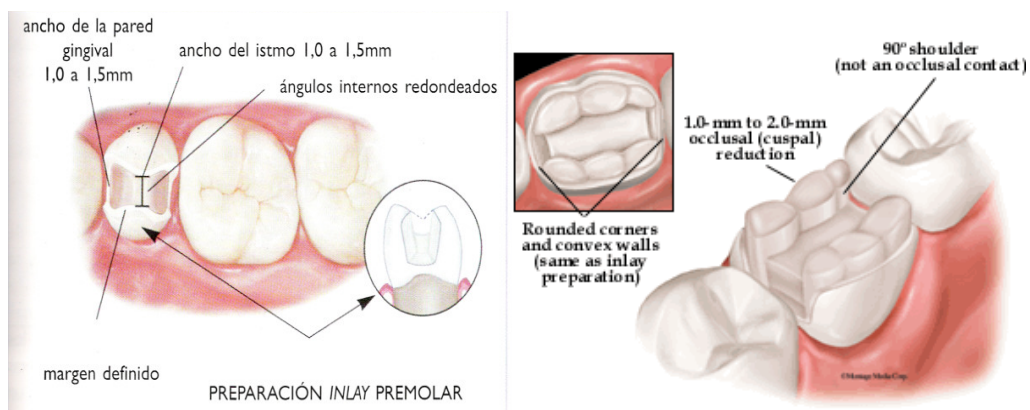


Fig. 30 y 31. Inlay y Onlay

4.3 Preparación para coronas:

La preparación recomendada para una restauración en Zirconia es la de hombro redondeado (chaflán) para colocar una porcelana más traslucida en el margen. Esto permite que la luz pase a la estructura de diente y conjuntar restauración-raíz resultando en una aparición natural.

Logrando una profundidad de corte circular de un milímetro y el ángulo de preparación vertical entre 3° y 5° . y el ángulo horizontal del margen debe ser superior o ser igual a 5° .



Fig. 32 Preparación para corona en posterior.

Todas las áreas de transición entre las superficies axiales y las oclusales o incisales deben redondearse, en los dientes posteriores es necesario eliminar un mínimo de 1,5 mm. de sustancia oclusal, mientras que en los anteriores deberían quitarse 2 mm. a nivel incisal, 3M ESPE recomienda una reducción de 1.5 a 2 mm. inciso-oclusal y 1.0 a 2.0 mm de reducción axial.

El rango de reducción esta relacionado a las necesidades estéticas. Algunos clínicos y técnicos sugieren 2.0 a 2.5 mm de reducción de incisal / oclusal para la aparición óptima y la forma anatómica. El estrechamiento axial debe ser igual o superior a 4° y debido a las limitaciones de la maquina fresadora, los ángulos afilados en los preparativos deben ser evitados.

Es recomendado una profundidad circunferencial y bisel hondo u hombro redondeado en el margen gingival. Hombros de 90° , los márgenes de borde de pluma en los márgenes, o ángulos de línea afilados no son aceptables.

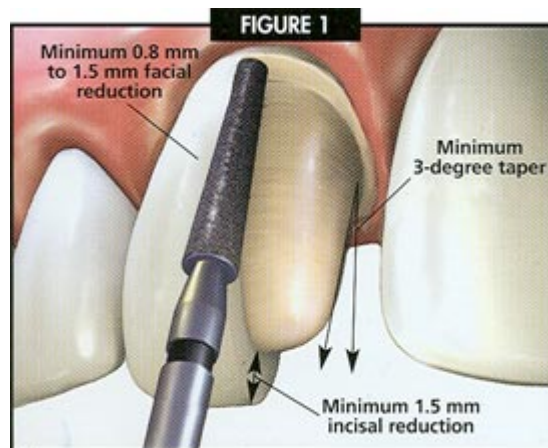


Fig. 33. Preparación para corona en anterior.

La única excepción es que los márgenes de pluma son contraindicados en cualquier preparativos de zirconia porque estos márgenes no suministran una adecuada reducción uniforme para la fuerza suficiente de la porcelana de punto principal de Zirconia. El núcleo de Zirconia puede ser tan fino como 0.4 mm, que son mucho más fino que cualquier otro sistema debido a su fuerza superior ^{10,12,21}

CAPITULO V

5. Cementación

Un agente de cementación final debe presentar un conjunto de características para que pueda ser considerado como un agente ideal:

- Ser biocompatible;
- Tener buena adhesión entre diferentes estructuras;
- Tener adecuado espesor de película y viscosidad;
- Ser insoluble frente a los fluidos orales;
- Poseer propiedades bactericidas;
- Presentar resistencia a rupturas para prevenir el desplazamiento como resultado de fallos adhesivos o cohesivos;
- Presentar sellado marginal adecuado;
- Poseer alta resistencia a la tracción y a la compresión;
- Tiempos adecuados de trabajo y fraguado;
- Ser radiopaco y con;
- Buenas propiedades ópticas

Los agentes cementantes se pueden clasificar en fosfato de zinc, ionómeros de vidrio, ionómeros de vidrio modificados con resina, compómeros cementantes y los cementos resinosos.

Los cementos resinosos han sido clasificados de acuerdo al modo de activación en tres grupos: químicamente activados (autocurado) fotoactivados y los cementos duales.

Los agentes cementantes duales fueron desarrollados para conciliar las propiedades de los cementos resinosos de autocurado y fotocurado, con

el objetivo de tener un material que brinde un tiempo de trabajo más amplio y que sea capaz de reaccionar con un alto grado de conversión en ausencia o presencia de luz.

Por otro lado, estos cementos han mostrado tener una mayor resistencia frente a la carga oclusal ya que el empleo de cementos resinosos requiere un procedimiento adhesivo se hace necesaria la aplicación de una serie de procedimientos acondicionantes sobre la estructura dentaria. Esto hace muchas veces al procedimiento de cementación complicado debido al número de pasos a realizar, lo que la convierte en una técnica muy sensible.

5.1 Sistema convencional:

El ionomero de vidrio, la resina modificada con ionomero de vidrio y los cementos de resina de autograbado, han sido usados con éxito, incrementando con ello la estética y haciendo fácil su remoción.

Debemos tener en cuenta algunas consideraciones al escoger un cemento como por ejemplo: el Fosfato zinc: es relativamente opaco por lo que se debe tener cuidado ya que se puede exponer a través de la restauración afectando la apariencia final.

El ionómero de vidrio se puede utilizar para pacientes que presentan reacciones alérgicas a los cementos adhesivos de composite.

No se aconseja el uso de cementos de fijación de compómero ya que algunos estudios indican que estos materiales de fijación tienden a expandirse *in situ* al cabo de un tiempo, debido a la absorción de humedad esto puede provocar fisuras en el caso de las restauraciones de la cerámica Por lo tanto, se requieren nuevos estudios, antes de poder recomendar su uso.

5.2 Cementación adhesiva:

Los Cementos adhesivos son apropiados cuando se requiera de una mayor estética. Sin embargo el uso de agentes ácidos, tales como el ácido fosfórico y el ácido fluorhídrico no crean superficies retentivas debido a la alta dureza que presenta la cerámica. Un estudio realizado sobre la unión de cerámica basada en sílice concluyó que la superficie micro retentiva creada con el grabado y la aplicación de un silano permiten una mayor fuerza de unión. Sin embargo, estos métodos no son confiables para la cerámica de zirconia, puesto que no contiene sílice y los enlaces químicos del silano no pueden ser establecidos.

Métodos distintos de la cementación adhesiva de cerámicas de alta dureza han estado probadas solo in Vitro por lo que se necesitan efectuar estudios clínicos para su recomendación.

Diversos estudios sobre la cementación de la cerámica de Zirconia indican que es efectivo el arenar la estructura (abrasión) con óxido de aluminio. No obstante, se han demostrado efectos adversos sobre la abrasión que se aplica a la estructura, por lo que no debería ser usado para el tratamiento de cementación, por lo cual se requieren nuevos estudios, antes de poder recomendar su uso.

La elección del cemento dependerá de las características clínicas del paciente, por lo tanto antes del cemento, el dentista deberá determinar que tanta retención proporciona a la preparación, la demanda estética, el tipo de restauración y la localización entre otras.^{22,23,24}

5.2.1 Cementos de resina autograbables y autoadhesivos:

Los agentes cementantes autograbadores autoadhesivos constituyen una nueva generación de cementos resinosos que han sido diseñados con el fin de reducir el número de pasos clínicos y así minimizar la sensibilidad de la técnica debido a la propiedad de autograbado y autoadhesión.

Este desarrollo tecnológico tiene como meta conseguir niveles de adhesión óptimos sin la necesidad de pasos previos a esta (grabado ácido, imprimación, silanización) para lograr tales beneficios en esta generación de agentes cementantes se han desarrollado monómeros, tecnología de relleno y un sistema iniciador completamente nuevo.

Estos monómeros poseen metacrilatos fosforados, los cuales debido a su acidez intrínseca graban los tejidos duros de los dientes favoreciendo la penetración del cemento formando microrretenciones, es en este momento que el material de relleno libera flúor, a través de una reacción ácido base, para neutralizar dicha acidez con la consiguiente liberación de agua, esto ayuda a una mejor adaptación del material; inmediatamente, el agua reacciona con los grupos ácidos residuales y con los iones liberados del relleno tornándose así el cemento hidrofóbico, de esta manera se consigue la estabilidad dimensional es decir que no presente expansión dimensional térmica y que tenga una baja.³⁰

a) RelyX™ Unicem:

Ventajas:

- Adhesión Excelente
- Resistente, estético y poco sensible a la humedad
- Baja expansión
- Superior integridad marginal



Fig. 34. Diferentes presentaciones del cemento

Indicaciones:

- Metal y metal-cerámicas (inlays, onlays, coronas, puentes y espigas radiculares)
- Recomendado especialmente para los Sistemas Todo Cerámica, Núcleos reforzados (Lava™ Coronas y Puentes , Procera® AllCeram)
- Composite/Polímeros reforzados.³¹

b) Multilink Sprint:

Es un cemento universal autoadhesivo para la cementación de restauraciones indirectas realizadas en:

- Metal y metal-cerámicas (inlays, onlays, coronas, puentes y espigas radiculares)
- Cerámicas sin metal de alta resistencia (óxido del zirconia, de litio-de silicio y de aluminio)

Este sistema es autopolimerizable, con opción fotopolimerizable, y está disponible en tres colores: Transparente, Amarillo y Opaco. Este material permite una aplicación más sencilla que la de los cementos convencionales, el cemento autoadhesivo se extrae de la jeringa de doble émbolo, mezclándose automáticamente en su punta de mezcla y puede colocarse directamente desde la misma en la restauración, contiene un agente de adhesión ácido que se encuentra integrado en su matriz y que genera una autoadhesión al esmalte y la dentina, así como en muchas otras superficies de restauración.³²



Fig. 35. Multilink

c) Maxcem

Este cemento contiene un 66% de relleno con un tamaño de partícula promedio de 3.6 micrones. Su presentación pasta/ pasta dispensado con una jeringa de automezclado permite combinar en un único producto todos los ingredientes esenciales para grabar, preparar, adherir y cementar. Los reportes de los análisis de este producto muestran fuerzas de adhesión relativamente altas, resistencia mecánica, mínima sensibilidad post operatoria, excelente estabilidad del color y facilidad de aplicación y limpieza, con un tiempo de gel de 3 minutos y uno de fraguado de 4,5 minutos.

Indicaciones: Coronas, puentes, inlays, onlays y pernos



Fig. 36 Cemento maxcem

No obstante este material en particular muestra desventajas a diferencia de los anteriores por la que se destacan:

- No está indicado para el cementado de carillas;
- No incluye un sistema de preparación de porcelana;
- No tiene try-in (cementos de prueba);
- Las condiciones de almacenaje no están indicadas;
- No hay información clínica a largo plazo;

- Es cuestionable su eficacia en esmalte;
- Se debe de esperar 1 minuto después de la aplicación para iniciar la foto polimerización.³³

Debemos considerar que se han realizado investigaciones sobre estos adhesivos en los cuales se ha demostrado que poseen un nivel de adhesión aceptable en dentina pero no en esmalte.

Aparentemente, el esmalte requiere un acondicionamiento más agresivo que la dentina; así se ha sugerido que el fracaso de esta clase de adhesivos en el esmalte se debe a su leve capacidad desmineralizante, que no es capaz de crear un patrón óptimo de retención, por lo tanto habrá deficiencias en los macrotags de resina que garantizarían una buena adhesión

El cemento auto grabador-autoadhesivo cuando es aplicado directamente brinda un bajo nivel de adhesión en esmalte, por otro lado con el grabado ácido la adhesión se incrementa en un 33.2%, por lo que se recomienda realizar grabado ácido para mejorar los niveles de adhesión sobre esmalte cuando se utilice este tipo de cementos.³⁰

5.3. Ajuste y pulido.

Los ajustes clínicos están directamente vinculados con la precisión de todos los procedimientos anteriores, desde la preparación del diente hasta la confección de laboratorio, recordando que la calidad final de la restauración está directamente relacionada con el número y extensión de ajustes.

La fase clínica se limita a pequeños ajustes, en la secuencia siguiente:

- **Obtener la relación de contacto proximal adecuada:** Las referencias se identifican al pasar un hilo dental en proximal que ofrezcan la misma resistencia de los dientes naturales. Usar papel de articular entre diente y restauración para demarcar los puntos o áreas de exceso de cerámica y desgastarlos. Verificar posibles áreas isquémicas del margen gingival, que son indicativas de sobrecontorno.
- **Evaluar la adaptación de los márgenes.** Después de asentada la restauración, verificar la calidad de adaptación de los márgenes, por la inspección visual y por el pasaje de la punta curva de una sonda exploradora, en ángulo de 45.º
- **Ajustar la oclusión:** Los ajustes oclusales son hechos con el auxilio de papel de articular con espesor en torno a los 20 micrómetros y papel celofán. La restauración estará ajustada cuando el papel celofán quede ajustado con la misma intensidad en los dientes contiguos y en el diente de la restauración y sin deslizamiento.
- **Evaluar la estética:** Observar las posibles necesidades de corrección de color.

Pulido:

Después del ajuste con las puntas de diamantes, las superficies son alisadas con gomas de grano decreciente específicas (Identoflex), amarilla (prepulido) y ceniza clara (pulido), (Ceramiste – Shofu). Finalmente pata diamantada en fieltros, lo cual da el acabado final.

Una restauración sin un pulido satisfactorio posee una alta rugosidad superficial, lo que favorece la acumulación de placa. Esta acumulación puede llevar a la irritación gingival, además de la propia lesión causada por el contacto del tejido gingival con una superficie irregular.³

Pulido:

Después del ajuste con las puntas de diamantes, las superficies son alisadas con gomas de grano decreciente específicas (Identoflex), amarilla (prepulido) y ceniza clara (pulido), (Ceramiste – Shofu). Finalmente pata diamantada en fieltros, lo cual da el acabado final.

Una restauración sin un pulido satisfactorio posee una alta rugosidad superficial, lo que favorece la acumulación de placa. Esta acumulación puede llevar a la irritación gingival, además de la propia lesión causada por el contacto del tejido gingival con una superficie irregular.³

CONCLUSIONES

En nuestro trabajo hemos analizado a la Zirconia como material restaurador, la cual nos ofrece una alternativa estética y funcional con respecto a la Odontología tradicional que permite al profesional combinar, funcionalidad, estabilidad, ajuste, biocompatibilidad, translucidez y resistencia, con un alta estética siguiendo estrictamente las indicaciones y contraindicaciones de su uso del fabricante.

Es importante no omitir ningún paso de realización, cementación y colocación de este material pues de esto depende en gran parte el éxito, asimismo es importante que el dentista establezca una estrecha comunicación con el Técnico de Laboratorio.

Las restauraciones de Zirconia fueron introducidas a la Odontología en los años 90 y se convirtieron en una modalidad popular del tratamiento, especialmente en restauraciones cuando se requiere de una cobertura completa en diversas situaciones.

El uso de las tecnologías industriales para la fabricación de la restauración, los resultados estéticos y funcionales han hecho de estas restauraciones una alternativa atractiva del tratamiento

El sistema Zirkon Zahn establece un gran progreso en el desarrollo de la estética por lo que ofrece un rango adicional de libertad clínica. No obstante se debe tener en cuenta que el tiempo de utilización de este sistema es relativamente corto, por lo que no podemos garantizar su permanencia en la boca a largo plazo. Asimismo debemos considerar que una de sus limitantes es su alto costo, sin embargo cumple con los propósitos estéticos y funcionales que exigen los pacientes

Debemos tener en cuenta que este trabajo, es el primer estudio que se realiza de este sistema por lo que nos da las bases para futuras investigaciones y comparaciones de las diferentes porcelanas que existen en el mercado.

REFERENCIAS

1. Baum, Lloyd, Phillips, Ralph y Lund, Melvin. Tratado de Operatoria Dental, 3aed; Interamericana ,1987. p 660.
2. Malvin E. Ring Historia Ilustrada de la Odontología España ED Mosby Madrid 1995 p.305
3. www.medilegis.com/Bancoconocimiento/o/Odontologica-vln2-materiales/materiales.htm
4. Smith Bernard G.Wright Pauls. Utilización clínica de los materiales dentales. España, ED Masson 1996. Pág. 245.
5. Herbert T Shillingburg. Fundamentos esenciales en prótesis fija 3ª ED. Barcelona: Quintessence; 2000 Pág. 433-436
6. Barrancos Money J.Operatoria Dental 3ª d. Buenos Aires, ED. Panamericana; 1999.
7. Chiche Gerard, Pinault Alain. Prótesis Fija Estética en dientes anteriores. España Ed Masson 1998.
8. Gehrke, P. Wolf D: Zirconia implants abutments: A new era of fracture toughness, light dynamics and biocompatibility. Clinic Oral Implant Rest. Paris 2004;
9. C. Piconi, G Maccauro, Zirconia as a ceramic biomaterial, Biomaterials 1999 Jan; (1): 1-25
10. LittleDA, Graham L. Zirconia: Simplifying Esthetic Dentistry.Compand Contin Educ Dent.2004 Jun; 25(6):490-4
11. Zivko-Babic, Carek Andreja, Jakovac Marko, Zirconium Oxide ceramics in Prosthodontics, Department of Prosthodontics School of dental Medicine University of Zagreb. Acta Stomatol Croat, Vol 39. br1 2005
12. Parker Richard M. "Use o Zirconia in Restorative Dentistry" Dentistry Today Vol 26 No 3 March 2007-

13. Ardlin Berit I. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 18 (2002)590-595.
14. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk –N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Biomedical Materials Res.* 2000; 53 (4):304-13.
15. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk –N, Marion L The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 1999 Nov, 15 (6): 426-33.
16. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural Strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *Prosthet. Dent* 2005. Aug; 94 (2):125-31.
17. R.G. Luthardt, M Holzhter, O. Ankuhl, VHerold, J...Schnapp, E.Kuhlich, and M Walter. Reliability and properties of ground Y-TZP –zirconia ceramics. *JD España Dent Res* 81 (7): 487-491, May 200
18. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1, *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005 25(3).213-19
19. Steger Enrico Zirkozahn para el procesamiento de piezas en verde de material para armazones de dióxido de zirconio. *Quintessence técnica Vol 17 No 1 2006* pág 5-34.
20. Helmut Rige, Pawlik Kurt, Puente Total Implantosoportado, Indicaciones para la cerámica de dióxido de zirconio. *Quintessence técnica Vol. 17 Num 9 Nov 2006.*
21. Cedillo Valencia José de Jesús Coronas y prótesis fijas de –in Ceram Zirconia. *Revista ADM Vol. LIX No 1 Enero- Febrero 2002* pp. 2-27
22. Derand Tore, Molin –Margareta, Kvam Ketil Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials* (2005) 21, 1158-1162
23. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. , *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; Vol 25 Num 4:343-49

24 Saadet Saglam, Mehmeta. Kilicarlsan, Cenker Kucukesmen and Sema Aka. Effect of zirconium –oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. The Journal of Prosthetic Dentistry Vol 95 Number 6 June 2006

25. <http://www.odontologiaholistica.org.ve/alternativas.html>

26. <http://en.wikipedia.org/wiki/Zirconia>

27. <http://www.zirkonzahn.com>

28. <http://www.dentaurum.de/files/989-652-40.pdf>

29. <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2002/od021e.pdf>

30 solubilidades . http://www.revistavisiondental.net/articulo_02.htm

31. http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/es_ES/3M-ESPE/dental-professionals/products/category/cement/relyx-unicem/

32. http://www.proclinic.es/ws/componentes/ficha_producto.php?MzQ3MTc%3Dla

33. http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=137&Itemid=1

34. Adair Luiz Stefanllo Busato, Gonzlez Hdz Pedro Odontología Estética y Restauradora Brasil ED Amolca 2005

35. <http://www.grc.nasa.gov/WWW/RT2002/images/5130dynys-f1.jpg>

36. http://www.ceramco.com/images/prod_cerconz_aacd_03.jpg

37. http://books.nap.edu/html/materials_and_man/IMAGES/P200056CAG82001VPP.PNG

38. http://www.maximbaini.com/images/onlay_fortress.gif